

3차원 적층 출력과 밀링에 의해 제작된 일체형 의치의 인공치 변위 평가

곽영훈 · 이세한 · 이경제 · 김희중*

조선대학교 치과대학 치과보철학교실

Artificial teeth displacement of monolithic complete denture manufactured by 3D printer and milling machine

Young-Hun Kwak, Sea-Han Lee, Gyeong-Je Lee, Hee-Jung Kim*

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University, Gwangju, Republic of Korea

Purpose: The purpose of this study is to evaluate the displacement of artificial tooth of monolithic complete denture manufactured by milling and 3D printing method in which the denture base and the artificial teeth are simultaneously made. **Materials and methods:** Twelve upper and lower complete dentures for each were made by milling and 3D printing method. Group Up and Group Lp are a group of upper and lower dentures made by printing, and Group Um and Group Lm are denture groups made by milling. Group Uc and Group Lc are a group of finally designed upper and lower dentures respectively. Measurements were performed between both central incisors (AB, ab), both canines (CD, cd), both first molars (EF, ef), between an incisor and a first molar (AE, ae), and between incisor and lingual point (AG, ag) for each upper and lower denture. **Results:** AG and ag value between printed dentures and original ones as well as between milled dentures and original ones showed a statistically significant difference (One-way ANOVA, $P < .05$) in both lower and upper monolithic dentures. In the lower monolithic ones, ab, cd and ef value revealed a significant difference between Group Lp and Group Lm (One-way ANOVA, $P < .05$). **Conclusion:** Dentures made using milling or 3D printers revealed statistically significant difference compared with those of original data. However, it showed clinically very accurate reproducibility. (*J Korean Acad Prosthodont 2017;55:394-402*)

Keywords: Monolithic denture; Milling; 3D printing; Artificial teeth movement

서론

총의치 치료에서 정확한 의치상 적합과 안정적인 교합은 치료의 성패를 결정하는 중요한 요소이다.¹ 이를 위해서는 가공 과정에서 생기는 의치상의 변형과 이로 인한 인공치의 위치 변화를 최소화하여야 한다.^{2,3}

1930년대에 개발되어 현재까지도 사용되고 있는 polymethyl methacrylate (PMMA)를 이용한 통상적인 총의치 제작 방법은 그 동안 다양한 발전이 있었으나,^{4,5} 아직까지도 PMMA를 중합시키는 과정에서 발생하는 의치상의 수축과 뒤틀림 문제를 완전히 해결하지 못하고 있다.^{6,9} 이는 의치상의 적합성저하 뿐 아

니라, 인공치의 위치마저 변화시켜, 결국 교합에서의 오차를 유발한다.^{10,11} 이로 인해 발생하는 교합의 오차를 수정하기 위해 기공실 재부착(laboratory remount)과 진료실 재부착(clinical remount) 과정이 반드시 필요하다.¹²

PMMA를 중합하는 기존 총의치 제작 방식의 문제점을 개선하기 위해 CAD/CAM을 이용한 의치 제작 기술이 1990년대부터 연구되기 시작하였는데,¹³ 최근에는 임상에 적용될 수 있도록 몇 가지 CAD/CAM 의치 제작 시스템이 상용화되었다.¹⁴⁻¹⁶ CAD/CAM을 이용한 의치 제작은 이미 중합이 완료된 PMMA 블록을 삭제 가공(milling)하거나 PMMA보다 상대적으로 중합 수축이 적은 Bis-GMA를 적층 출력(3D Printing)하여 기존의 방식

*Corresponding Author: Hee-Jung Kim

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University
309, Pilmun-daero, Dong-gu, Gwangju 61452, Republic of Korea
+82 (0)62 220 3829; e-mail, khjids@chosun.ac.kr

Article history: Received July 17, 2017 / Last Revision October 10, 2017 / Accepted October 13, 2017

※ This study was supported by research fund from Chosun University Dental Hospital, 2016.

© 2017 The Korean Academy of Prosthodontics

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

보다 정확성과 적합성이 우수한 의치상을 제작할 수 있는 장점이 있다.^{13,17-18}

현재 상용화된 CAD/CAM 의치로 Avadent™ (Global Dental Science LLC., Scottsdale, AZ, USA), Dentca™ (Dentca Inc., Los Angeles, CA, USA), Ceramill® Full Denture System (Amann Girrbach AG, Koblach, Austria), Wieland digital denture (Ivoclar Vivadent Inc., Amherst, NY, USA)가 있다.¹⁹ 각 회사의 의치 제작 방법을 보면, Dentca와 Ceramill은 컴퓨터로 설계된 의치를 각각 적층 출력과 삭제 가공하여 시적의치로 제작한 후, 통상적인 매몰과정을 통해 최종 의치로 변환한다.^{16,19,20} 반면에 Avadent와 Wieland digital denture는 컴퓨터상에서 설계된 의치의 의치상 부위만을 삭제 가공으로 제작하고, 여기에 인공치를 접착하는 방식으로 최종 의치를 만든다. Dentca도 의치상을 삭제 가공 대신 적층 출력으로 제작하는 것만 다를 뿐, 의치상에 인공치를 접착하는 동일한 방식의 의치 제작법을 가지고 있다.¹⁹

인공치를 의치상에 접합하는 방식은 의치상과 인공치를 부착하는 과정에서 오차가 발생하는데, 이는 접착제를 위한 공간 및 인공치의 기저부 형태에 기인한다고 보고되고 있다.^{17,21-22} Yamamoto 등²²은 인공치 부착을 위해 의치상에 0.2 mm의 접착제 공간(offset)을 부여하고, 인공치 기저부에 함요를 형성함으로써 인공치의 위치변화를 줄일 수 있다 보고하였다. 그 실험에서 측정된 인공치의 위치 변화량은 약 0.05 - 0.15 mm였으며, 앞의 두 가지 조건을 부여하였을 때, 인공치 변위가 최소가 되었다 하였다. 통상적인 총의치 제작법에서 인공치 변위량이 약 0.08 - 0.40 mm라 보고되는 것을 고려하면,²³⁻²⁵ CAD/CAM 방식으로 제작된 의치의 인공치 변위량이 더 적을 것으로 사료된다. 하지만, 기존의 방법대로 CAD/CAM을 이용하여 의치를 제작하더라도 여전히 인공치의 변위는 발생하며 임상에서 교합조정을 필요로 한다.

이에 본 실험은, 의치상과 인공치가 하나의 단위로 가공되는 일체형 총의치를 밀링방식과 3차원 프린팅 방식으로 각각 제

작하여 일체형 의치의 인공치 변위에 대해서 평가하고자 하였다.

재료 및 방법

1. 방법

1) 시편 디자인

통법대로 완성된 상하악 완전의치(총의치)를 준비하였다. 디지털 의치 가공에 필요한 3차원적 이미지 데이터를 만들기 위해서 준비된 상하악 의치를 모형스캐너(Identica blue; Medit Co. Ltd., Seoul, Korea)에 장착하여 스캔을 하였으며, 상하악 의치의 3차원적 이미지 데이터를 얻어냈다. 이 이미지 데이터에 설계 프로그램(Geomagic Design X; Geomagic Solution, 3D systems, Inc. Santa Clara, CA, USA)을 이용하여 측정 점들을 디자인하였다. 측정 점은 상하악 의치 이미지에 각기 7개씩 디자인 하였다. 상하악 의치 이미지에서 상하악 각기 양 중절치 절단면, 양 견치 교두, 양 제 1대구치 근심협측 교두 및 중절치 설측에 지름 1 mm의 반구를 음형으로 형성하였다 (Fig. 1, Fig. 2).

2. 시편의 제작 및 실험그룹의 분류

Fig. 1과 Fig. 2에서 디자인된 상하악 의치를 3차원 프린터 (Objet Eden260VS, Stratasys Ltd., Eden Prairie, MN, USA)와 밀링기계(M5 Heavy Metal, Zirkonzahn USA Inc., Norcross, GA, USA)를 이용하여 각각 적층출력 및 삭제가공 하였다. 3차원 프린터를 이용하여 적층출력방식으로 상하악 모형을 각기 12개씩 출력하였으며 (Fig. 3 A, B) 출력된 모든 의치들 스캔하여 3차원 이미지 파일을 생성하였다. 3차원 적층출력으로 제작된 12개씩의 상하악 이미지 파일을 각기 Group Up (상악)와 Group Lp (하악)로 분류 하였다. 동일한 방법으로 밀링기계를 이용하여 상하악 의

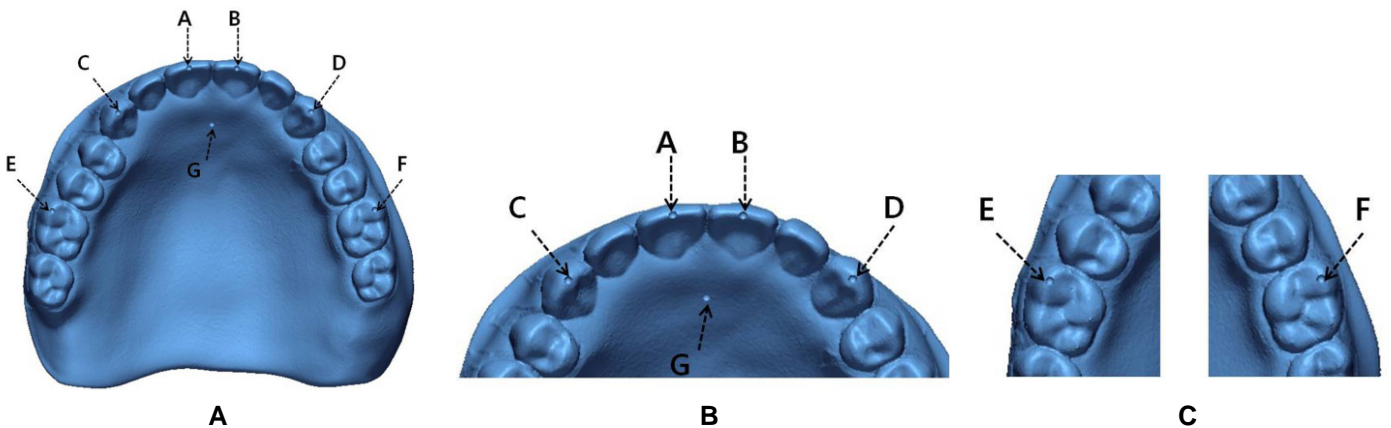


Fig. 1. Measuring points designed on the image of upper denture. (A) 3 dimensional image of upper denture with seven measuring points (A - F), (B) measuring points of upper anterior region, (C) measuring ones of upper molars.

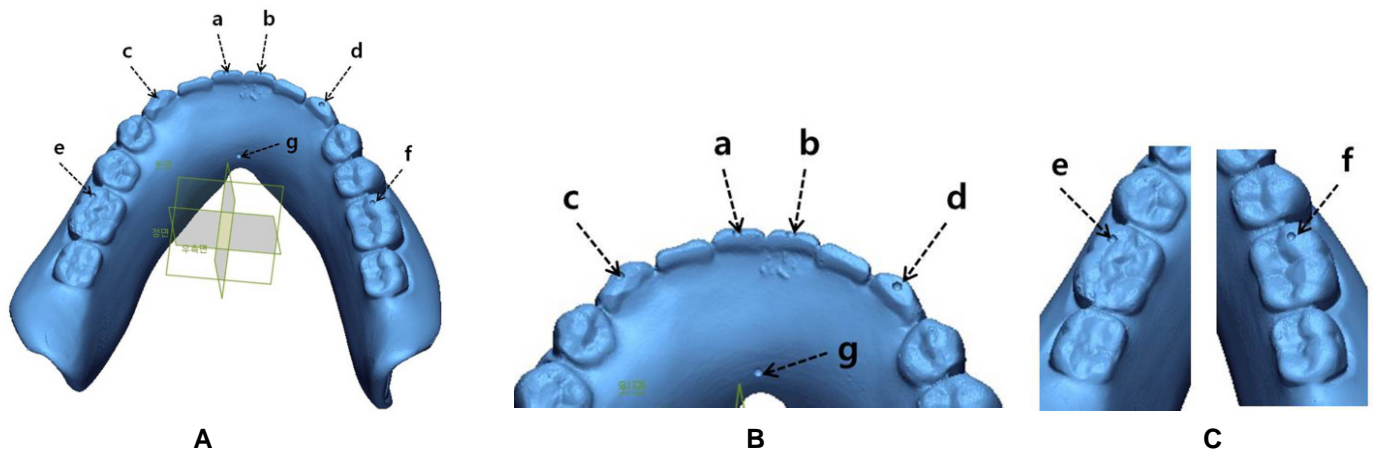


Fig. 2. Measuring points designed on the image of lower denture. (A) 3 dimensional image of lower denture with seven measuring points (a - f), (B) measuring points of lower anterior region, (C) measuring ones of lower molars.

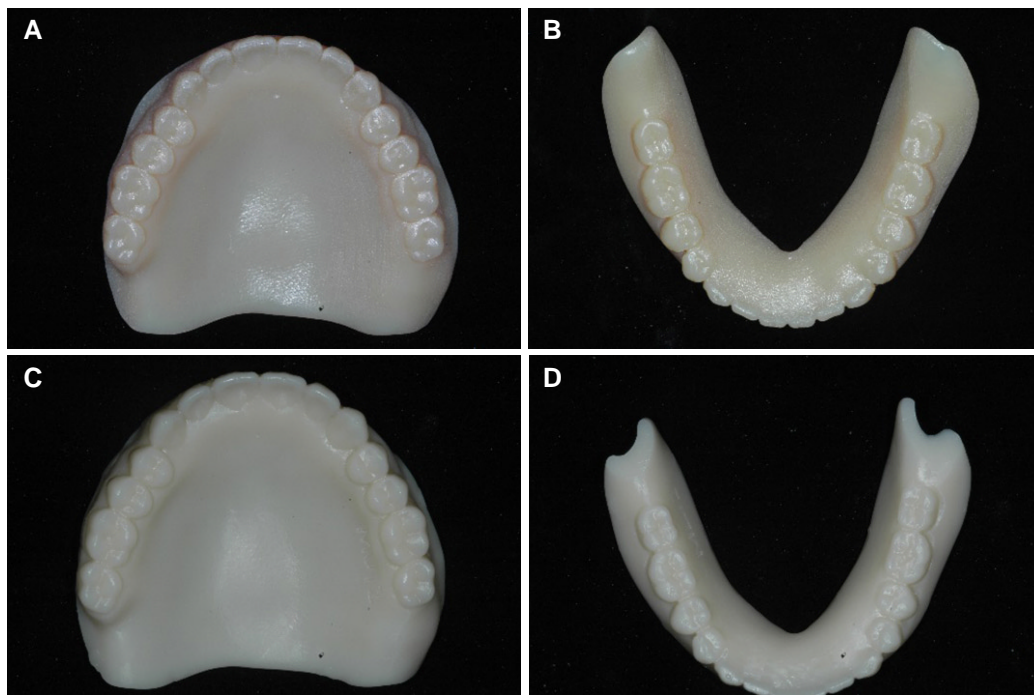


Fig. 3. Monolithic complete denture made by 3D Printer and milling machine. (A, B) upper and lower one by 3D printer, (C, D) upper and lower one by milling machine.

치를 12개씩 제작하였으며 (Fig 3 C, D), 삭제가공으로 제작된 상하악의치의 이미지 파일을 각각 Group Um (상악)와 Group Lm (하악)로 분류 하였다. 측정점까지 디자인되어 출력에 사용된 상하악 3차원 이미지 파일을 각기 Group Uc와 Group Lc로 분류하였다.

3차원 적층출력에 사용된 재료는 VeroDentPlus (MED690)TM (Stratasys Ltd., Eden Prairie, MN, USA)였다. 또한, 삭제가공에 이용된 재료는 zirkonzahn M5 dental PMMA (PZ000095025, 95 * 25 mm, Zirkonzahn USA Inc., Norcross, GA, USA)였다.

3. 측정 방법

각 그룹의 3차원 이미지 파일에 형성된 측정 점들을 이용하여 상하악의 치아들 간의 거리를 측정하였다. 거리 측정은 이미지 파일 디자인시 사용되었던 설계 프로그램(Geomagic Design X; Geomagic Solution, 3D systems, Inc., Santa Clara, CA, USA)을 이용하여 측정 점들 간의 거리를 측정하였다. 거리는 마이크로 단위까지 측정하였다. 상악의 경우 상악 양중절치사이의 거리 (AB, A와 B 사이 거리), 상악 양견치사이의 거리(CD, C와 D 사이

거리), 상악 양구치간 거리(EF, E와 F 사이 거리), 상악 중절치에서 구치간 거리(AE, A와 E 사이 거리) 및 상악 중절치에서 설측 점까지의 거리(AG, A와 G 사이 거리)를 측정하였다. 하악의 경우도 상악과 같이 양중절치 사이(ab), 양견치사이(cd), 양구치사이(ef), 중절치와 구치(ae) 및 중절치와 설측점사이(ag)를 측정하였다. 각 부위의 측정은 5회 실행하였으며, 최대값과 최소값을 제외한 3회의 평균치를 최종측정치로 이용하였다.

4. 통계 방법

상악과 하악을 각기 나누어 비교하였으며, 통계는 SPSS (IBM, Chicago, IL, USA)를 이용하였다. One-way ANOVA를 이용하여 검증하였으며, 사후 분석은 Bonferroni와 Tamhane을 이용하였다. 유의수준은 0.05 였다.

결과

1. 상악 측정부위의 평균치

각 그룹의 상악 측정 점들 간의 평균 거리는 Table 1과 같았다. 각 측정 부위마다 그룹간의 통계적 유의성을 비교하였으나, 상악 중절치 절연에서 설측 측정점 사이거리(AG)에서만 통계적 유의성이 발견되었다(One-way ANOVA, $P < .05$). Tamhane 사후 검정을 해보니 Group Up와 Group Uc 사이에서와 Group Um와 Group Uc 사이에서 통계학적 유의성이 있었으며 (Fig. 4), Group Up와 Group Um 사이에는 통계학적 유의성이 존재하지 않았다 (One-way ANOVA, $P < .05$).

2. 하악 측정부위의 평균치

각 그룹의 하악 측정 점들 간의 평균 거리는 Table 2와 같았다. 각 측정 부위마다 그룹간의 통계적 유의성을 비교하였더니, 하

악 중절치 절연사이의 거리(ab), 하악 양견치 사이 거리(cd), 하악 양구치 사이 거리(ef) 및 하악 중절치 절연과 설측점 사이의 거리(ag)에서 통계학적 유의성이 나타났다(One-way ANOVA, $P < .05$). ab, cd 및 ef에서는 Bonferroni 사후 검정을 해보니 모두 Group Lp와 Group Lm 사이에서만 통계적 유의성이 있었으며 (Fig. 5, Fig. 6, Fig. 7), Group Lp, Group Lm와 Group Lc 사이에는 유의성을 보이지 않았다(One-way ANOVA, $P < .05$). 하악의 중절치 절연과 하악 설측점 사이의 거리(ag)는 상악의 경우와 마찬가지로, Group Lc와 Goup Lp 그리고, Group Lc와 Group Lm 사이에 통계적 유의성이 있었다 (Fig. 8, One-way ANOVA, $P < .05$).

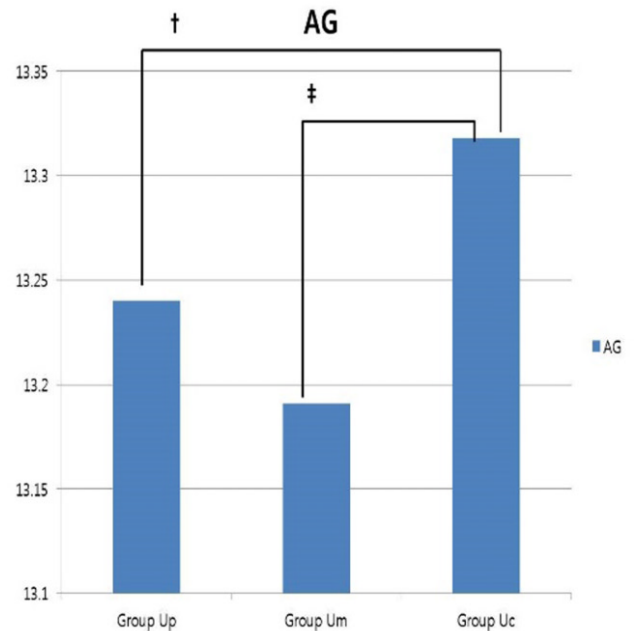


Fig. 4. Distance between A and G point. †, ‡ mean a statistical difference ($P < .05$).

Table 1. Mean value of distance between measuring points in upper denture (Unit: mm)

Group	AB	CD	EF	AE	AG
Up	8.173 ± 0.065	33.048 ± 0.112	55.175 ± 0.193	33.924 ± 0.146	13.240 ± 0.083
Um	8.157 ± 0.092	32.994 ± 0.109	55.105 ± 0.138	33.924 ± 0.111	13.191 ± 0.119
Uc	8.095 ± 0.048	33.000 ± 0.041	55.114 ± 0.024	33.897 ± 0.060	13.318 ± 0.027

Table 2. Mean value of distance between lower points (Unit: mm)

Group	ab	cd	ef	ae	ag
Lp	5.138 ± 0.115	26.680 ± 0.112	44.980 ± 0.127	29.777 ± 0.106	13.743 ± 0.103
Lm	5.208 ± 0.083	26.769 ± 0.132	45.092 ± 0.141	29.845 ± 0.147	13.694 ± 0.125
Lc	5.172 ± 0.055	26.668 ± 0.019	45.019 ± 0.055	29.789 ± 0.064	13.884 ± 0.007

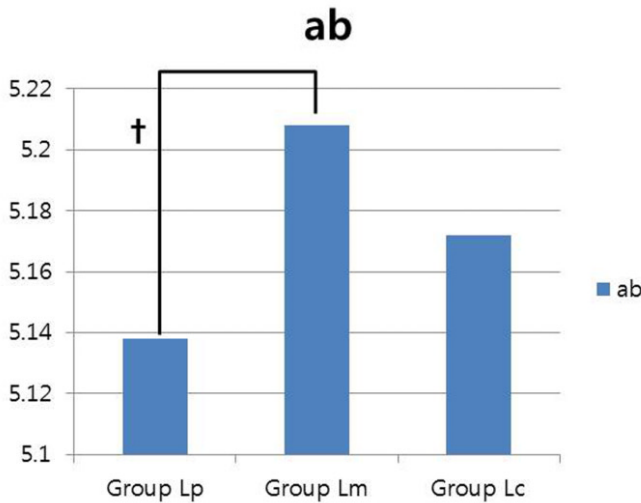


Fig. 5. Distance between a and b point. † means a statistical difference ($P < .05$).

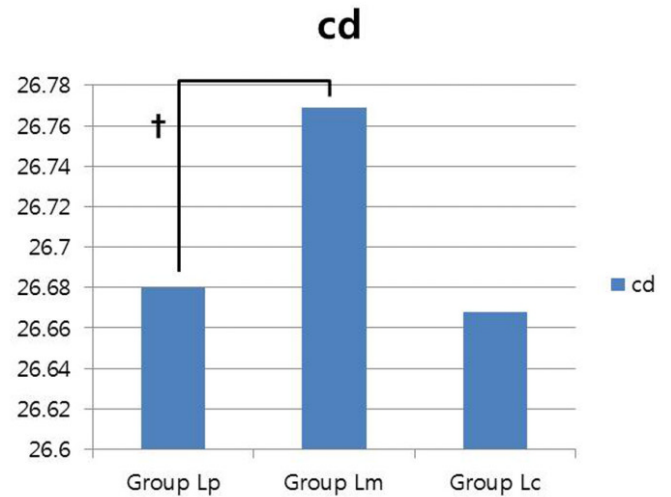


Fig. 6. Distance between c and d point. † means a statistical difference ($P < .05$).

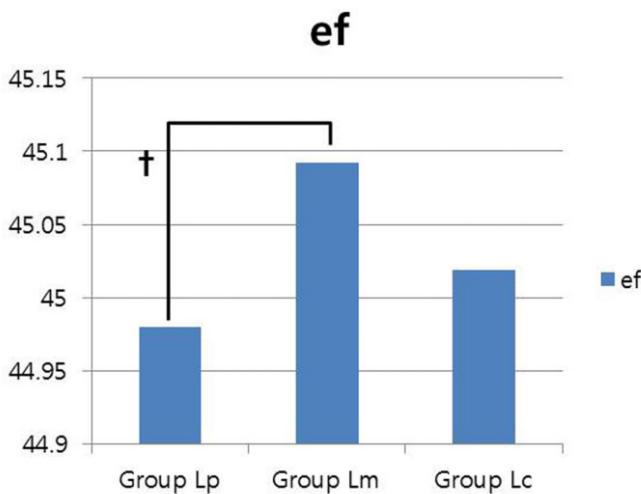


Fig. 7. Distance between e and f point. † means a statistical difference ($P < .05$).

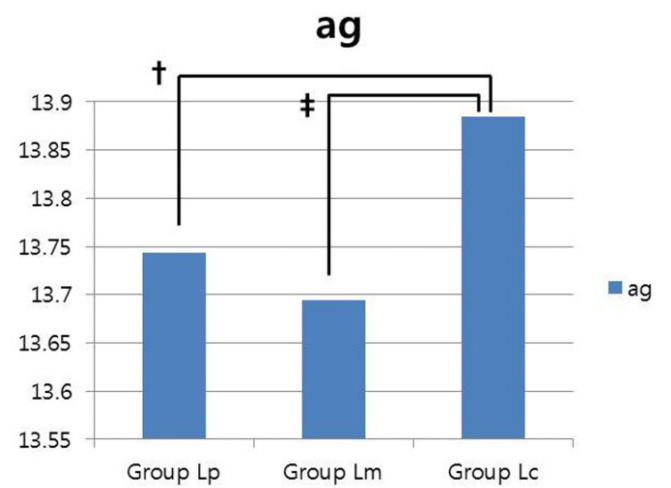


Fig. 8. Distance between a and g point. †, ‡ means a statistical difference ($P < .05$).

고찰

CAD/CAM을 이용하여 의치상을 제작하고, 여기에 인공치를 부착하는 방법을 이용하여 제작하는 의치 제작 시스템의 장점으로 의치상의 정확성을 들 수 있다. 밀링 기계나 3차원 프린터로 의치상을 가공할 때 생기는 약간의 가공 오차는 구강 점막의 변위허용량(displaceability)에 의해 임상적으로 충분히 보상되어 질 수도 있다.²⁶ 하지만, 단점으로 인공치를 의치상에 부착하는 과정에서 인공치가 수평 및 수직적 위치 변화를 일

으킨다는 것이다.^{21,22} 이로 인해 의치상의 적합성이 아무리 뛰어나더라도 전체적인 교합 평면의 변화로 인해 안정적인 교합을 얻기 힘들고 부가적인 교합조정과정을 필요로 하게 된다.

Yamamoto 등²¹은 CAD/CAM을 이용한 의치 제작시 인공치를 의치상에 접착하는 과정에서 인공치 변위량을 최소화하기 위한 오프셋 양에 대한 연구 결과를 보고하였다. 이 연구에서는 상악 중절치, 상악 견치, 상악 제 1소구치, 상악 제 1대구치에 해당하는 인공치를 선정하여, 각각 다양한 오프셋을 가진 소켓에 접착을 하였을 때 원래 목표로 했던 위치에서 벗어난 정도

를 측정하여 인공치의 변위량으로 정하였다. 그 결과 각각의 인공치에서 가장 적은 변위량을 보이는 오프셋 값을 얻을 수 있었고, 해당 오프셋 값에서의 각각 인공치의 변위량을 측정하였을 때, 조사된 4가지 종류의 인공치에 대한 평균 변위량은 0.05 mm와 0.15 mm 사이의 값을 보였고, 최대 변위량은 0.30 mm와 0.51 mm 사이의 값을 보였다.

이와는 다르게, 본 실험은 인공치를 의치상에 접착하는 방식이 아닌 3차원 프린터와 밀링기계를 통해 의치상과 인공치가 일체형으로 가공된 CAD/CAM 의치를 제작할 했을 때, 인공치 간의 거리를 측정해 봄으로써 인공치가 변위되는 정도를 알아보고자 했다. Group Up는 Group Uc와 비교하여 평균 0.058 mm (0.027 - 0.078 mm)을 나타냈고, Group Um은 Group Uc와 비교하여 평균 0.046 mm (0.006 - 0.127 mm)의 변위량을 보였다. 그리고, Group Lc와 비교하여 Group Lp는 평균 0.048 mm (0.012 - 0.141 mm)의 변위량, Group Lm은 평균 0.091 mm (0.036 - 0.190 mm)의 변위량을 보였다. 이는 CAD/CAM 으로 제작된 의치상에 인공치를 부착하여 제작한 의치의 인공치 변위량을 측정한 Yamamoto 등의 실험결과와 비교하여 더 적은 변위량을 나타냈다. 이는 Yamamoto 등이 언급한 것처럼 부착하는 과정에서 발생하는 오차가 원인으로 사료되며 그 양이 일체형 의치보다 더 크게 나타난 것으로 추정된다.

인공치의 수직적인 변위량 알아보기 위해 측정했던 AG와 ag의 평균값은 상악 의치(Group Up, Group Um)와 하악 의치(Group Lp, Group Lm) 모두에서 대조군 의치(Group Uc와 Group Lc)와 비교시 각기 통계학적으로 유의성이 있는 차이를 보여주었다 ($P < .05$). 3차원 프린터에 의해 가공되어진 의치에서의 AG와 ag 평균값이 컴퓨터상에서 설계된 의치보다 각각 0.078 mm와 0.141 mm 만큼 작게 나왔고, 밀링 기계에 의해 가공된 의치에서는 컴퓨터상에서 설계된 의치보다 AG에서는 0.127 mm, ag에서는 0.190 mm 만큼 작은 평균값을 보여주었다. 이 수치 역시 앞서 말한 Yamamoto 등에 의한 실험에서 보여준 인공치의 변위량과 비교시 비교적 작은 수치에 해당됨을 알 수 있다. 즉, 인공치와 의치상을 일체형으로 가공한 방식이 인공치를 의치상에 붙여 제작하는 방식보다 인공치의 위치 정확성이 높다고 볼 수 있다. 비록 본 실험에서 AG와 ag의 변화량이 통계학적으로 유의성을 보였으나, 약 13 mm 정도의 AG와 ag의 측정값에 평균 변위량을 고려해 보면 프린팅이나 밀링방식으로 제작된 의치가 임상적으로는 매우 정확할 것으로 사료된다.

3차원 프린터에 의해 가공되어진 의치에서의 AG와 ag 평균값이 컴퓨터상에서 설계된 의치보다 통계학적으로 유의성이 있는 수준 ($P < .05$)으로 작게 나왔다. 이는 3차원 프린터가 PMMA 계열의 프린팅 재료를 적층하는 과정에서 생기는 중합 수축에 따른 것으로 추정된다. 또한, 의치 제작시 프린팅 재료의 적층 방향을 교합면에 수직인 방향으로 설정하였는데, Ag와 ag처럼 적층 방향으로의 오차량은 적층하는 층의 두께에 의한 가공 오차에 의해서도 발생할 수 있을 것으로 사료된다.²⁷ 본 실험에서는 적층 두께를 Objet Eden260VS 모델의 최소 적층 두

께인 16 μ m으로 설정하였다. 이때 제조사에서 제시한 정밀도는 20 - 85 μ m의 오차 범위를 갖는 수준이다.²⁸ 하지만 AG 평균값에서 Group Up와 Group Uc의 차이는 0.078 mm로 제조사에서 제시한 오차 범위에 들어간 반면, ag 평균값에서의 Group Lp와 Group Lc의 차이는 0.141 mm로 제조사가 제시한 오차 범위를 크게 벗어난 결과를 보여주었다. 이는 제조사에서는 3차원 프린터의 정밀도에 대해 모델의 구조, 조형변수(build parameter) 및 모델 배치 방향에 따라 달라질 수 있다는 전제조건을 두었는데, 이 중에서 상악악 의치의 가장 큰 차이인 기하학적 구조에 의한 결과인 것으로 추정된다.

밀링 기계에 의해 가공된 의치에서도 컴퓨터상에서 설계된 의치와 비교시 AG와 ag 평균값에서 유의성이 있는 차이를 보였다. 밀링 기계에 의해 가공된 의치가 컴퓨터상에서 설계된 의치보다 작은 값을 보였는데, Group Uc에 대한 Group Um의 AG 변위량은 0.127 mm, Group Lc에 대한 Group Lm의 ag 변위량은 0.190 mm에 해당하는 수준이다. 이는 컨트롤 그룹인 Group Uc에서 AG의 측정오차 0.027 mm과 Group Lc에서 ag의 측정오차 0.007 mm 보다 훨씬 큰 값으로, 밀링 기계에 의해 가공된 의치가 컴퓨터에 의해 설계된 의치보다 전치부에서 수직적으로 작게 측정된 원인이 단순한 측정오차가 아닌 밀링 기계의 가공 오차에서 기인한 것으로 추정된다.

또한 상악과는 달리 하악에서는 의치의 수평적인 측정값에서도 유의성 있는 결과가 나왔다. 3차원 프린터와 밀링 기계로 가공한 의치 사이에서 수평적 측정값인 ag, cd, ef의 평균값이 유의성이 있는 차이를 보였는데, 밀링 기계로 가공한 의치가 3차원 프린터로 가공한 의치보다 좀 더 큰 수치를 보였다. 이는 컴퓨터 상에서 제작된 동일한 의치를 가공할 때에도 어떤 가공 방식을 사용하느냐에 따라 의치 인공치의 변위 정도가 달라질 수 있음을 보여준다.

3차원 프린팅으로 제작된 의치와 밀링 기계에 의해 제작된 의치는 대조군인 컴퓨터에서 설계한 의치와 비교시 인공치의 수평적 변위량에 통계적 유의성은 없었다. 각 가공방식에 따라 측정값들을 대조군과 비교하여 얻어진 평균 변위량은 3차원 프린팅으로 제작된 의치에서 상악은 0.027 mm - 0.078 mm, 하악은 0.012 mm - 0.039 mm 범위의 값을 가졌고, 밀링 기계로 제작된 의치에서 상악은 0.006 mm - 0.062 mm, 하악은 0.036 mm - 0.101 mm 범위의 값을 가졌다. 이러한 범위의 수치는 앞서 언급한 Yamamoto에 의한 실험에서 보여준 인공치의 평균 변위량과 비교시 대체로 작은 수준에 해당되는 값이다. Salloum²⁵은 매몰재 조합에 따른 인공치의 변위량을 알아보기 위해 의치상 온성 전후의 상악 중절치사이, 제 1 대구치 사이, 중절치와 제 1 대구치 사이의 거리를 측정하여 인공치의 이동량을 조사하였는데, 그 평균값은 최소의 인공치 변위량을 보여준 매몰재 조합에서 0.072 mm - 0.090 mm 사이에 존재하였다. 또한, Sayed 등²³은 통상적인 방법으로 상악 의치 중합시 약 0.150 - 0.400 mm 이내의 인공치량을 보고하였는데, 이를 줄이기 위해 상악 주모형에 10 - 20 mm의 함요와 4개의 구멍을 형성하였더니 인공치의 변위량

이 약 0.010 - 0.200 mm 정도로 감소하였다 보고하였다. 본 실험에서 측정된 수치와 비교하여 볼 때, 프린팅과 밀링에 의해 제작된 일체형 의치의 정확성이 기존의 중합법과 인공치 부착법의 정확성 보다 더 뛰어날 것으로 사료된다. 인공치의 수직적인 치아 움직임을 평가한 기존의 문헌이 거의 없어 비교가 불가능 하였으나, 일체형 의치의 수직적 움직임이 더 적을 것으로 추정되며 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

결론적으로, 프린팅과 밀링에 의해 제작된 일체형 의치는 대조군 의치에 비해 통계학적으로 유의성이 있는 수평적 및 수직적 인공치 변위량을 나타낸다. 하지만, 임상적 관점에서는 기존의 제작방식에 비해 보다 안정적인 인공치의 위치와 교합 관계를 보일 것으로 사료된다.

결론

3차원 프린터와 밀링 기계를 통해 인공치와 의치상이 일체형으로 가공된 의치는 가공 오차에 의해 인공치의 변위가 일어나고 통계학적인 유의성이 발견되었으나, 다른 문헌에서 보고된 인공치 접착방식이나 기존의 중합법에 비해 변위량이 적게 나타났다. 이러한 일체형 의치 제작방법은 통상적인 의치 제작이나 인공치를 의치상에 접착하여 제작하는 의치 제작방식에 비해 더욱 정확한 의치제작에 기여할 것으로 사료된다.

ORCID

Gyeong-Je Lee <https://orcid.org/0000-0002-3545-2280>

Hee-Jung Kim <https://orcid.org/0000-0002-2015-1530>

References

- Dubojska AM, White GE, Pasiek S. The importance of occlusal balance in the control of complete dentures. *Quintessence Int* 1998;29:389-94.
- Wong DM, Cheng LY, Chow TW, Clark RK. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81:300-4.
- Teraoka F, Takahashi J. Controlled polymerization system for fabricating precise dentures. *J Prosthet Dent* 2000;83:514-20.
- Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin North Am* 1975;19:211-22.
- Murray MD, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention-a review. Part 1. *Aust Dent J* 1993;38:216-9.
- Kimoto S, Kobayashi N, Kobayashi K, Kawara M. Effect of bench cooling on the dimensional accuracy of heat-cured acrylic denture base material. *J Dent* 2005;33:57-63.
- Consani RL, Mesquita MF, Sobrinho LC, Sinhoreti MA. Dimensional accuracy of upper complete denture bases: the effect of metallic flask closure methods. *Gerodontology* 2009;26:58-64.
- Skinner EW, Cooper EN. Physical properties of denture resins: part I: curing shrinkage and water sorption. *J Am Dent Assoc* 1943;30:1845-52.
- Elahi JM, Abdullah MA. Effect of different polymerization techniques on dimensional stability of record bases. *J Prosthet Dent* 1994;71:150-3.
- Negreiros WA, Consani RL, Mesquita MF, Sinhoreti MA, Faria IR. Effect of flask closure method and post-pressing time on the displacement of maxillary denture teeth. *Open Dent J* 2009;3:21-5.
- Rizzatti-Barbosa CM, Machado C, Joia FA, dos Santos Sousa RL. A method to reduce tooth movement of complete dentures during microwave irradiation processing. *J Prosthet Dent* 2005;94:301-2.
- Badel T, Pandurić J, Kraljević S, Dulčić N. Checking the occlusal relationships of complete dentures via a remount procedure. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27:181-92.
- Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent* 2013;109:361-6.
- Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent* 2012;107:34-46.
- Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent* 2014;111:351-5.
- Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *J Calif Dent Assoc* 2013;41:407-16.
- Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dent Mater J* 2011;30:93-6.
- Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dent Mater J* 2012;31:40-6.
- Baba NZ, AlRumaih HS, Goodacre BJ, Goodacre CJ. Current techniques in CAD/CAM denture fabrication. *Gen Dent* 2016;64:23-8.
- Wimmer T, Gallus K, Eichberger M, Stawarczyk B. Complete denture fabrication supported by CAD/CAM. *J Prosthet Dent* 2016;115:541-6.
- Yamamoto S, Kanazawa M, Iwaki M, Jakanovic A, Minakuchi S. Effects of offset values for artificial teeth positions in CAD/CAM complete denture. *Comput Biol Med* 2014;52:1-7.
- Yamamoto S, Kanazawa M, Hirayama D, Nakamura T, Arakida T, Minakuchi S. In vitro evaluation of basal shapes and offset values of artificial teeth for CAD/CAM complete dentures. *Comput Biol Med* 2016;68:84-9.
- Sayed ME, Swaid SM, Porwal A. Effect of cast modification on linear dimensional change of acrylic tooth position following maxillary complete denture processing. *J Prosthodont* 2016 Feb 16.
- Shibayama R, Gennari Filho H, Mazaro JV, Vedovatto E, Assunção WG. Effect of flasking and polymerization tech-

- niques on tooth movement in complete denture processing. *J Prosthodont* 2009;18:259-64.
25. Salloum AM. Effect of three investing materials on tooth movement during flasking procedure for complete denture construction. *Saudi Dent J* 2016;28:56-61.
26. Kishi M. Experimental studies on the relation between area and displacement of loading surfaces in connection with displaceability in the mucosa of edentulous alveolar ridge under pressure. *Shikwa Gakuho* 1972;72:17-45.
27. Park C, Kim MH, Hong SM, Go JS, Shin BS. A study on the comparison mechanical properties of 3D printing prototypes with laminating direction. *J Korean Soc Manufactur Technol Eng* 2015;24:334-41.
28. Objet Eden 260VS. Stratasys Ltd., Available at: <http://www.stratasys.com>

3차원 적층 출력과 밀링에 의해 제작된 일체형 의치의 인공치 변위 평가

곽영훈 · 이세한 · 이경제 · 김희중*

조선대학교 치과대학 치과보철학교실

목적: 의치상과 인공치가 밀링과 3차원 프린팅 방식에 의해 일체형으로 제작될 때 각기 인공치의 변위를 평가하고자 한다.

재료 및 방법: 밀링과 3차원 프린팅 방식으로 상악악 각기 12개의 의치를 제작하였다. 프린팅에 의해 제작된 상악의치 군은 Group Up이고, 하악의치 군은 Group Lp이다. 밀링에 의해 제작된 상악의치 군은 Group Um이고, 하악의치 군은 Group Lm이다. 대조군 상악의치는 소프트웨어상에서 최종적으로 디자인된 것으로 상악은 Group Uc이고 하악은 Group Lc이다. 상악악 의치의 양중절치 사이(AB, ab), 양견치 사이(CD, cd), 양제1대구치 사이(EF, ef), 중절치와 제1대구치사이(AE, ae) 및 중절치와 설측점사이(AG, ag)의 거리를 측정하였다.

결과: AG와 ag는 상악악 의치 모두에서 프린트된 의치군과 컨트롤 의치군 사이에서 뿐 만 아니라 밀링 의치군과 컨트롤 의치군 사이에서도 통계학적 유의성을 나타내었다(One-way ANOVA, $P < .05$). 하악 일체형의치에서는 Group Lp와 Group Lm 사이에 ab, cd, ef 모두 통계학적 유의성을 나타내었다.

결론: 밀링과 3차원 프린팅에 의해 제작된 의치의 인공치 변위는 통계학적 유의성이 나타났으나, 임상적으로 매우 양호한 변위량을 보여주었다. (대한치과보철학회지 2017;55:394-402)

주요단어: 일체형의치; 밀링; 프린팅; 인공치 변위

*교신저자: 김희중

61452 광주광역시 동구 필문대로 309 조선대학교 치과대학 보철학교실

062-220-3829; e-mail, khjdds@chosun.ac.kr

원고접수일: 2017년 7월 17일 / 원고최종수정일: 2017년 10월 10일 / 원고채택일:

2017년 10월 13일

© 2017 대한치과보철학회

이 글은 크리에이티브 커먼즈 코리아 저작자표시-비영리 3.0 대한민국 라이선스에 따라
이용하실 수 있습니다.

※ 이 논문은 2016년도 조선대학교 치과병원 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음.